

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 実用新案公報 (Y2)

(11)実用新案出願公告番号

実公平6-9623

(24) (44)公告日 平成6年(1994)3月16日

(51)Int.Cl.
A 61 B 17/39識別記号
315庁内整理番号
8718-4C

F I

技術表示箇所

外國出願なし

請求項の数1(全4頁)

(21)出願番号 実願平1-91383

(22)出願日 平成1年(1989)8月2日

(65)公開番号 実開平3-31412

(43)公開日 平成3年(1991)3月27日

(71)出願人 99999999

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)考案者 竹林 和雄

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 弁理士 坪井 淳 (外2名)

審査官 川端 修

(54)【考案の名称】 高周波切除具

【実用新案登録請求の範囲】

【請求項1】可撓管に進退自在に挿通された操作部材の後端が高周波電源に接続されるとともに、この操作部材の先端に設けられた切除ループが前記可撓管内に突没自在に装着された高周波切除具において、前記切除ループの先端部に前記切除ループを形成するワイヤの一部を交差状に接合させた交差状の接合部または複数の切除ループ形成ワイヤの先端間を重合状態で接合させた重合状の接合部を設け、これらの接合部内側の各ワイヤ間に鋭角的な頂角部を形成したことを特徴とする高周波切除具。

【考案の詳細な説明】

【産業上の利用分野】

この考案は体腔内ポリープの削除等に使用される高周波切除具の改良に関する。

【従来の技術】

一般に、例えば内視鏡の処置具挿通チャンネルを介して体腔内に挿入して使用される内視鏡用処置具の一種として例えば特開昭63-65852号公報に示すように高周波電流の通電によって体腔内ポリープ等の突起部を焼灼し、切除する高周波切除具が知られている。第8図はこの高周波切除具1の概略構成を示すもので、2はこの高周波切除具1の可撓管、3はこの可撓管2の基端部(後端部)に取付けられた手元側の操作部である。この操作部3には平行状態で離間対向配置された一対のガイドロッドによって形成されたガイド部4と、このガイド部4に沿ってスライド動作するスライド部材5とが設けられている。この場合、ガイド部4の先端部は可撓管2の基端部に固定されている。さらに、可撓管2の内部には導電性の操作ワイヤ(操作部材)6が進退自在に挿通されている。この操作ワイヤ6の後端は操作部3のスライド部材

5に設けられたコネクタ部7を介して図示しない高周波電源に接続されている。

また、操作ワイヤ6の先端には第9図に示す処置電極としての切除ループ8が設けられている。この切除ループ8は例えば金属単線または撚り線によって略楕円状に形成されている。さらに、この楕円形状の切除ループ8の先端には小径な略U字状の先端突出部9が屈曲形成されている。

そして、この高周波切除具1の使用時には予め操作部3のスライド部材5を手元側にスライドさせ、切除ループ8を第10図に示すように可撓管2の内部に引き込んだ状態で保持させる。この状態で、予め体腔内に挿入された内視鏡の処置具挿通チャンネルを介してこの高周波切除具1を体腔内に挿入させる。そして、可撓管2の先端部を目的部位、例えば体腔内ポリープ等の突起部に導く。さらに、この状態で操作部3のスライド部材5を先端側にスライドさせ、切除ループ8を可撓管2の外部に突出させて第11図に示すように体腔内ポリープ等の突起部10に掛ける。続いて、この状態でスライド部材5を手元側にスライドさせ、切除ループ8を可撓管2の内部に引き込むことにより、第12図に示すように切除ループ8を絞り、体腔内ポリープ等の突起部10を緊縛するとともに、高周波電源からコネクタ部7、操作ワイヤ6を介して切除ループ8に高周波電流を通電する。この高周波電流の通電によって切除ループ8と人体に取付けられた対極板との間で高周波電流が流れ、切除ループ8と接触している体腔内ポリープ等の突起部10の基端部に高熱を発生させ、焼灼させる。ここで、切除ループ8に高周波電流を通電させたままの状態で、さらに切除ループ8を絞ることにより、体腔内ポリープ等の突起部10が切除ループ8による緊縛力および焼灼熱によって切除される。

[考案が解決しようとする課題]

ところで、上記従来構成のものにあっては切除ループ8の製作時にこの切除ループ8の先端突出部9を無くして例えれば切除ループ8の素線径の1.5倍以下程度の径で鋭角的に曲げようとすると切除ループ8の素材が金属単線の場合には折れ易くなり、撚り線の場合には撚り線がほつれ、素線が切れ易いので、切断し易くなる問題がある。そのため、先端突出部9の径は切除ループ8の素線径の1.5倍以上程度の大きな径で曲げる必要があった。

さらに、切除ループ8を可撓管2の内部に引き込んだ状態に収納するとループ径を小さくする方向の力が切除ループ8の先端突出部9に作用するので、可撓管2の外部に切除ループ8を突出させた際に切除ループ8が充分に開かなくなる問題がある。そのため、上記従来構成のものにあっては先端突出部9の後方に若干離れた場所に外側に向けて屈曲させた一対の屈曲部11を設けることにより、切除ループ8を可撓管2内に収納した際に先端突

出部9に直接外力が作用しないようになっていた。

しかしながら、楕円形状の切除ループ8の先端に小径な略U字状の先端突出部9を屈曲形成した場合には体腔内ポリープ等の突起部10の焼灼切除作業の最終段階で、

05 ポリープ内の筋肉質の小血管等がこの先端突出部9の内部空間9a内に残った場合に切除に必要な緊縛力を得ることができない問題があった。さらに、この場合には焼灼による生体組織の炭化が進んでいるので、高周波電流の流れが悪くなる。そのため、生体組織の一部が焼灼しきれない状態で残されるおそれがあるので、例えは小血管等を引きちぎる結果となり、出血をきたす不具合があった。

この考案は上記事情に着目してなされたもので、体腔内ポリープ等の突起部の焼灼切除作業の最終段階で切除に

15 必要な充分な緊縛力を得ることができ、焼灼切除作業時の切れ味の向上を図ることができる高周波切除具を提供することを目的とするものである。

[課題を解決するための手段]

この考案は切除ループの先端部に切除ループを形成する

20 ワイヤの一部を交差状に接合させた交差状の接合部または複数の切除ループ形成ワイヤの先端間を重合状態で接合させた重合状の接合部を設け、これらの接合部内側の各ワイヤ間に鋭角的な頂角部を形成したものである。

[作用]

25 体腔内ポリープ等の突起部の焼灼切除作業時に切除ループのループ内に体腔内ポリープ等の突起部等を取込んだ状態で、ループを絞り込んでいくにしたがって切除ループ形成ワイヤの交差状の接合部または重合状の接合部の内側の各ワイヤ間に頂角部を徐々に鋭角的に変形させる

30 ことにより、焼灼切除作業の最終段階で切除に必要な充分な緊縛力を得、焼灼切除作業時の切れ味の向上を図るようにしたものである。

[実施例]

以下、この考案の第1の実施例を第1図乃至第4図を参考して説明する。なお、第1図乃至第4図中で、第8図乃至第12図と同一部分には同一の符号を付してその説明を省略する。

すなわち、この実施例は高周波切除具1の切除ループ8を形成するワイヤ21の先端部に小ループ22を略8の字状に屈曲形成し、この小ループ22と後方側の大ループ23との間にワイヤ21の一部を交差状に接合させた交差状の接合部24を設け、この接合部24内側の各ワイヤ21a、21b間に鋭角的な頂角部25を形成したものである。

45 そこで、上記構成のものにあっては高周波切除具1の切除ループ8を第1図に示すように可撓管2の外部に突出させた状態で、操作部3のスライド部材5を手元側にスライドさせると、このスライド部材5のスライド動作にともない操作ワイヤ6を介して切除ループ8の後方側の大ループ23が第2図に示すように可撓管2の内部に引

き込み操作される。この切除ループ8の引き込み操作にともない切除ループ8の後方側の大ループ23の楕円形状は徐々に細くなり、同時に接合部24内側の各ワイヤ21a, 21b間の頂角部25も徐々に狭角になる。そのため、高周波切除具1の使用時に切除ループ8の大ループ23を可撓管2の外部に突出させて第3図に示すように体腔内ポリープ等の突起部10に掛けた状態で、スライド部材5を手元側にスライドさせ、切除ループ8の大ループ23を可撓管2の内部に引き込むことにより、第4図に示すように切除ループ8の後方側の大ループ23の楕円形状を徐々に細く変形させ、同時に接合部24内側の各ワイヤ21a, 21b間の頂角部25も徐々に狭角にすることができるので、切除ループ8の大ループ23内に挿入させた体腔内ポリープ等の突起部10の焼灼切除作業の最終段階まで切除に必要な充分な緊縛力を得ることができる。したがって、切除ループ8の大ループ23を絞り、体腔内ポリープ等の突起部10を緊縛すると同時に、高周波電源からコネクタ部7、操作ワイヤ6を介して切除ループ8に高周波電流を通電することにより、確実に体腔内ポリープ等の突起部10を焼灼切除することができ、従来に比べて焼灼切除作業時の切れ味の向上を図ることができる。

また、切除ループ8を可撓管2内に突没させることにより、小ループ22の先端に曲げ変位による応力が作用するが、ループを介しての変位となるので、従来の切除ループ8の先端突出部9に作用する曲げ変位よりも変位量を小さくすることができる。そのため、小ループ22の先端に作用する曲げ応力も従来に比べて小さくすることができるので、切除ループ8の先端の曲げに対する耐久性の向上を図ることができる。

なお、この考案は上記実施例に限定されるものではない。例えば、第5図に示す第2実施例のように切除ループ8を形成するワイヤ21の先端部に可撓管2の管径よりも大径な小ループ31を略8の字状に屈曲形成し、小ループ31が可撓管2の内部に引き込まれることを防止する構成にしてもよい。この場合にも第1の実施例と同様の効果を得ることは勿論である。さらに、この場合には第1の実施例に比べて小ループ31のループ径が大きいので、曲げによる応力を小さくすることができ、一層折れ難くすることができる。さらに、小ループ31が可撓管2の内部に引き込まれることを防止するようにしたので、切除ループ8の大ループ23を絞り、緊縛させた体腔内ポリープ等の突起部10を通電せずに不用意に可撓管2の内部に引き込み、引きちぎることを確実に防止することができ、出血等のおそれを低減することができる。

また、第6図はこの考案の第3の実施例を示すものである。これは、切除ループ8を形成するワイヤ21の先端部に略瓢箪形に屈曲させた屈曲部41を形成し、この屈曲部41の先端部に小ループ42、瓢箪形のくびれ部に

ワイヤ21の一部を交差状に接合させた交差状の接合部43をそれぞれ設け、この接合部43内側の各ワイヤ21a, 21b間に鋭角的な頂角部44を形成したものである。この場合も第1の実施例と同様の効果を得ること

05 ができる。

さらに、第7図はこの考案の第4の実施例を示すものである。これは、高周波切除具1の切除ループ8の先端部に切除ループ8を形成する2本の切除ループ形成ワイヤ51a, 51bの先端間を先端チップ52によって重合状態で接合させた重合状の接合部53を設け、この接合部53内側の各ワイヤ51a, 51b間に鋭角的な頂角部54を形成したものである。この場合、複数の切除ループ形成ワイヤ51a, 51bの先端間の接合はスウェーディングによって行われている。したがって、この場合

10 15 にも第1の実施例と同様の効果を得ることができる他、この場合には小さな曲率での曲げ加工が不要なので、各ワイヤ51a, 51bの折れを一層低減することができる。

さらに、その他この考案の要旨を逸脱しない範囲で種々 20 变形実施できることは勿論である。

【考案の効果】

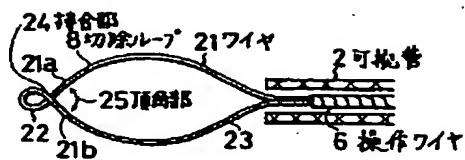
この考案によれば切除ループの先端部に切除ループを形成するワイヤの一部を交差状に接合させた交差状の接合部または複数の切除ループ形成ワイヤの先端間を重合状態で接合させた重合状の接合部を設け、これらの接合部内側の各ワイヤ間に鋭角的な頂角部を形成したので、体腔内ポリープ等の突起部の焼灼切除作業の最終段階で切除に必要な充分な緊縛力を得ることができ、焼灼切除作業時の切れ味の向上を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

第1図乃至第4図はこの考案の第1の実施例を示すもので、第1図は高周波切除具の要部構成を示す縦断面図、第2図は切除ループを可撓管内に収納させた状態を示す縦断面図、第3図は切除ループを体腔内ポリープ等の突起部に掛けた状態を示す斜視図、第4図は焼灼切除作業の最終段階で切除ループを絞った状態を示す斜視図、第5図はこの考案の第2の実施例を示す要部の縦断面図、第6図はこの考案の第3の実施例を示す要部の縦断面図、第7図はこの考案の第4の実施例を示す要部の縦断面図、第8図乃至第12図は従来例を示すもので、第8図は高周波切除具全体の概略構成を示す平面図、第9図は切除ループを可撓管の外部に突出させた状態を示す縦断面図、第10図は切除ループを可撓管内に収納させた状態を示す縦断面図、第11図は切除ループを体腔内ポリープ等の突起部に掛けた状態を示す斜視図、第12図は焼灼切除作業の最終段階で切除ループを絞った状態を示す斜視図である。

2……可撓管、6……操作ワイヤ（操作部材）、8……切除ループ、21……ワイヤ、24, 43, 53……接合部、25, 44, 54……頂角部。

【第1図】



[Embodiment]

The first embodiment of this invention will be explained with reference to Fig. 1-4. In Fig. 1-4, the parts also appearing in Fig. 8-12 are expressed by the same numerals as those used in Fig. 8-12 and their explanation is omitted.

In this embodiment, the small loop (22) is created, by using the curving technique, in a shape close to a figure 8 at the tip of the wire (21) which composes the ablation loop (8) of the radio-frequency ablation device (1). Part of the wire (21) passes between this small loop (22) and the large loop (23) on the rear, and a cross junction (24) is created. The two wires (21a, 21b) inside of the cross junction (24) form a sharp apex angle (25).

In this structure, as illustrated in Fig. 1, the ablation loop (8) of the ablation device (1) can be projected out of the flexible tube (2) and the slide member (5) of the operation part (3) can be pulled in a sliding manner in this state. As illustrated in Fig. 2, during this sliding movement of the slide member (5), the operation wire (6) enables withdrawal of the large loop (23) behind the ablation loop (8) into the flexible tube (2). As this ablation loop (8) is withdrawn, the large loop (23) behind

the ablation loop (8) is gradually deformed into an oblong shape and the apex angle (25) formed between the wires (21a, 21b) inside of the cross junction (24) simultaneously becomes sharper. When the radio-frequency ablation device (1) is used, as illustrated in Fig. 3, the large loop (23) of the ablation loop (8), which is projected out of the flexible tube (2), is placed around a projection (10) such as a polyp formed in the body cavity, and the slide member (5) is pulled in a sliding manner. As demonstrated in Fig. 4, by withdrawing the large loop (23) of the ablation loop (8) into the flexible tube (2), the large loop (23) behind the ablation loop (8) is gradually deformed into an oblong shape and the apex angle (25) formed between the wires (21a, 21b) inside the cross junction (24) gradually becomes sharper. Accordingly, sufficient clamping force required for ablation can be maintained, until the last stage of the surgical procedure for ablation of projections (10) such as polyps formed in the body cavity, with the inserted large loop (23) of the ablation loop (8). When a projection (10) such as a polyp formed in the body cavity is clamped by narrowing the large loop (23) of the ablation loop (8), radio-frequency current is simultaneously delivered from the radio-frequency source to the ablation loop (8) through

the connector (7) and the operation wire (6). Consequently, a projection (10) such as a polyp formed in the body cavity can be ablated without fail. Thus, compared with conventional technique, this radio-frequency technique enables significantly sharper ablation.

An operation such as projecting the ablation loop (8) out of, and withdrawing the ablation loop (8) into, the flexible tube (2) may cause bending dislocation induced stress on the tip of the small loop (22). Compared with the conventional way of dislocation occurring at the projected tip (9) of the ablation loop (8), however, this loop-mediated dislocation has less impact. Because the bending stress on the tip of the small loop (22) has less impact than the bending stress in the conventional method, the durability to withstand the bending stress at the tip of the ablation loop (8) can be improved.

This invention, however, is not limited to the above described embodiment. For example, as in the case of the second embodiment illustrated in Fig. 5, a small loop (31) is created having a diameter larger than the diameter of the flexible tube (2) by using the curving technique, in a shape close to a figure 8 at the tip of the wire (21) forming the ablation loop (8) to prevent the small loop (31) from

being withdrawn into the flexible tube (2). It will be obvious that this composition accomplishes the same achievement as the first embodiment. Because the small loop (31) has a larger diameter than the small loop formed in the first embodiment, the resulting reduction in bending stress contributes to enhanced resistance to collapse. Furthermore, adoption of a structure to prevent withdrawal of the small loop (31) into the flexible tube (2) ensures total prevention of clamping of the large loop (23) of the ablation loop (8) and accidental withdrawal, before delivery of radio-frequency current, of a projection (10) such as a polyp formed in the body cavity into the flexible tube (2) leading to tearing of the projection (10). The risks, including bleeding, can thus be effectively reduced.

Fig. 6 shows the third embodiment of this invention. In this embodiment, the wire is curved into the shape of a gourd and the curve (41) is created at the tip of the wire (21) forming the ablation loop (8). The small loop (42) is formed at the tip of this curve (41). Part of the wire (21) passes through the constricted part and a cross junction (43) is created. The two wires (21a, 21b) inside the cross junction (43) form a sharp apex angle (44). The third embodiment also accomplishes the same achievement as the first embodiment.

Fig. 7 shows the fourth embodiment of this invention. The tips of the two wires (51a, 51b) that form the ablation loop (8) at the tip of the radio-frequency ablation device (1) are overlapped by using the top chip (52), and an overlapping junction (53) is created. The two wires (51a, 51b) inside the overlapping junction (53) form a sharp apex angle (54). In this case, swaging is used to ensure the junction between the tips of the ablation loop forming wires (51a, 51b). The fourth embodiment also accomplishes the same achievement as the first embodiment. Moreover, the risk of collapse of the wires (51a, 51b) is further reduced, because the fourth embodiment requires no small-curvature bending process.

The embodiment of this invention can be modified as long as such modification does not interfere with the concept of this invention.

[Effect of invention]

According to this invention, a junction is created at the tip of the ablation loop by crossing part of the wire forming the ablation loop or overlapping the tips of the ablation loop forming wires, and a sharp apex angle is formed between the wires inside of such junction. Sufficient clamping force required for resection at the final stage of ablation of projections such as polyps formed in a body cavity is

therefore secured, and the sharpness at the time of ablation
can be significantly improved.